

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
in Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. med., Dr. med. dent. H. J. Hering

Vergleichende Untersuchungen über die Veränderung der Paßgenauigkeit zahnärztlicher Gußarbeiten, die nach herkömmlicher Lötmethode bzw. mit dem Laserstrahl verbunden wurden

tnaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
dem Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg a. d. Lahn

vorgelegt von
Jürgen Eske
aus Marburg

Marburg 1975

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
in Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. med., Dr. med. dent. H. J. Hering

Vergleichende Untersuchungen über die Veränderung der Paßgenauigkeit zahnärztlicher Gußarbeiten, die nach herkömmlicher Lötmethode bzw. mit dem Laserstrahl verbunden wurden

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
dem Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg a. d. Lahn

vorgelegt von
Jürgen Eske
aus Marburg

Marburg 1975



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin am 19.12.1975

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof.Dr. H. Oepen

Referent: Prof.Dr. G. Janke

Correferent: Prof.Dr. H. Bernhardt

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. <u>Einführung:</u>	1
1.1 Anwendung von Laserstrahlen in der Zahnheilkunde	1
1.2. Problemstellung	4
1.3 Technische Vorbemerkungen zum Laserprinzip	6
II. <u>Methodik:</u>	11
2.1 Vorversuche zum Laserschweißen	11
2.2 Hauptversuche	12
2.2.1 Modell	12
2.2.2 Herstellen der Inlays	15
2.2.3 Löten	17
2.2.4 Schweißen	19
2.2.5 Messen der Spaltbreiten	20
III. <u>Ergebnisse:</u>	23
3.1 Vorversuche	23
3.2 Tabellen	24
3.3 Statistische Auswertung	29
IV. <u>Diskussion:</u>	32
4.1 Zum Versuchsaufbau und zur Versuchsdurchführung	32
4.2 Diskussion der Ergebnisse	35
V. <u>Zusammenfassung:</u>	40
VI. <u>Literaturverzeichnis:</u>	42

I. Einführung:

1.1 Anwendungen von Laserstrahlen in der Zahnheilkunde

Im Jahre 1960 wurde das Laserprinzip zum ersten Mal technisch angewendet. Auf Grund seiner spezifischen Merkmale scheint das Laserlicht auch für die technische und biomedizinische Materialverarbeitung in der Zahnheilkunde besonders geeignet zu sein. So beschreiben und untersuchen GOLDMAN, SCHULTE und STERN 1964 erste Anwendungsmöglichkeiten für die Zahnmedizin. 1974 veröffentlicht LENZ eine Bestandsaufnahme über den derzeitigen Stand der zahnmedizinisch orientierten Laserapplikation.

LENZ stellt fest, daß in den USA starke Anstrengungen unternommen werden, Laserlicht für die Zahnheilkunde nutzbar zu machen. Dagegen sind aus anderen Ländern fast keine, aus Deutschland nur begrenzte Untersuchungen über den Einsatz des Lasers in der Zahnmedizin bekannt.

Folgende Anwendungsmöglichkeiten wurden bisher untersucht (nach LENZ)

1) Versiegeln von Schmelzoberflächen

Es wird versucht präkariöse Schmelzdefekte als präventive Maßnahme zu verschmelzen. (GORDON 1966, STERN 1969, VAHL 1971).

2) Präparation mit dem Laserstrahl

Im gesunden Dentin und Schmelz führt der Laser zu Abtragungseffekten, ähnlich denen des konventionellen Bohrers, wobei er hinsichtlich der

Präzision der des feinsten Bohrers durchaus nicht nachsteht. Der Abtragungseffekt entsteht durch Verdampfung und Plasmabildung der Zahnhartsubstanz. Vorteile des Laserlichtes sind Geräuschlosigkeit, keine Vibrationen und eine kurze Zeit der Abtragung (in Sekundenbruchteilen). Hinsichtlich der Temperatureize auf das Pulpengewebe bestehen verschiedene Meinungen bei den Untersuchern. (GORDON 1967, LOBENE 1966, KINERSLY, STERN 1969).

3) Wurzelbehandlung mit dem Laserstrahl.

Es wird versucht die Wurzelspitze eines Zahnes "zuzuschmelzen" (WEICHMAN und JOHNSON 1971).

4) Entfernung von Belägen und Zahnstein.

Die Zerstörung des Zahnsteins mit Laserlicht wurde nachgewiesen (GOLDMAN 1965).

5) Entfernen alter Füllungen (STERN 1965, SCHULTE 1965).

6) Mikrochirurgie der Mundhöhle.

Durch die intensive lokalisierte Hitzeentwicklung des fokussierten Strahles scheint Kautern oder eine Verdampfung von oralen Läsionen möglich zu sein (KINERSLEY 1965).

7) Löten in der zahnärztlichen Technologie.

Es wird über die Möglichkeit des "Schmelzschweißens" von Metallen berichtet (GORDON 1970, 71).

Die Firma - International Laser Systems Incorporated - aus Florida hat ein Laserschweißgerät für die Dentaltechnik entwickelt und vorgestellt.

8) Einsatz neuer Füllungsmaterialien mit Hilfe des Lasers.

Es werden Materialien erprobt, die mit Hilfe des Laserstrahles geschmolzen und zum Füllen der Zahndefekte verwendet werden, wobei das Ziel ist, eine innige Verbindung zwischen Fremdschubstanz und Zahn herzustellen, welches einen besten Schutz vor Sekundärkaries bieten würde (KINERSLY 1965, STERN 1969, VAHL 1971).

Die angewandte Lasertechnologie in der Zahnheilkunde steht noch ganz am Anfang. Zu einigen der aufgezählten Punkte sind bereits zum Teil umfangreiche experimentelle Untersuchungen unternommen worden und werden weitergeführt.

1.2 Problemstellung

Die zahnärztliche Technologie zum Verlöten von Kronen, Brücken und anderem Zahnersatz hat sich in den letzten Jahrzehnten nur unwesentlich verändert. Mit der Entwicklung des Laserlichtes ist es vielleicht möglich, Zahnersatz in wenigen Minuten zu verschweißen, während zur Herstellung einer Lötverbindung ungefähr zwei Stunden benötigt werden. Vorteile des Schweißens lägen auch darin, daß Einzelteile des Zahnersatzes bereits auf dem Erstmodell zusammengefügt werden können. Eine Übertragung wie beim Löten und damit möglicherweise herbeigeführte Ungenauigkeiten würden von vornherein wegfallen. GORDON (1970) stellt fest, daß Schweißarbeiten in unmittelbarer Nähe von Akrylat- oder Porzellanteilen durchgeführt werden können, ohne diese zu beschädigen. Metallurgische Untersuchungen von GORDON ergaben außerdem, daß mit Laser geschweißte Verbindungen die gleiche Festigkeit haben, wie das verwendete Metall. Diese ermutigenden Ergebnisse deuten darauf hin, daß das Laserschweißen als rationalisierender Faktor in der Zahntechnik eingeführt werden kann, wenn auch umfangreiche Serienuntersuchungen metallurgische - und Energieprobleme abzuklären haben. (LENZ).

Bei Schweißarbeiten mit einem Impuls-Laser, der der Marburger Zahnklinik zu Versuchszwecken von der Firma International Laser Systems Incorporated zur Verfügung gestellt wurde, stellte ZTMeister Frau Maria E. GEHRKE jedoch Paßungenauigkeiten der verbundenen Gußteile schon auf dem Modell fest.

Sie glaubte beobachtet zu haben, daß die verschweißten Teile möglicherweise während des Schweißens oder in der Abkühlphase ihre Lage verändert hätten. Vor der Einführung des Laserverschweißens scheint deshalb eine Untersuchung notwendig, die die Paßgenauigkeit der verschweißten Gußteile untersucht und sie mit den Ergebnissen der allgemein angewendeten Löttechnik vergleicht.

1.3 Technische Vorbemerkungen zum Laserprinzip

Laser (Abk. für amerikanisch L i g h t A m p l i -
f i e r b y S t i m u l a t e d E m i s s i o n
of R a d i a t i o n) sind intensiv strahlende mono-
chromatische Lichtquellen, deren Lichtemission im Ge-
gensatz zu den gewöhnlichen Lichtquellen auf dem Prozeß
der induzierten Emission beruht. Bei der Wechselwirkung
zwischen Materie und Strahlung unterscheidet man unter
anderem zwischen dem Prozeß der induzierten Absorption,
der induzierten Emission und der spontanen Emission.
Bei der induzierten Absorption absorbiert ein System
Energie aus einem äußeren Strahlungsfeld und geht da-
durch in einen Zustand höherer Energie über. Das ange-
regte System kann andererseits gezwungen werden, seine
gespeicherten Energiebeträge wieder in Form von Strah-
lungsquanten durch Einwirkung eines äußeren Strahlungs-
feldes abzugeben; dies ist der Prozeß der induzierten
Emission. Die Energieabstrahlung eines angeregten
Systems ohne Einwirkung eines äußeren Strahlungsfeldes
wird spontane Emission genannt. Bei den meisten Licht-
quellen ist der Anteil der spontanen Emission im ultra-
violetten und sichtbaren Wellenlängengebiet sehr viel
größer als der Anteil der induzierten Emission an der
Gesamtstrahlung. Bei den Laserlichtquellen überwiegt
dagegen die induzierte Emission. Befindet sich eine ge-
nügend große Anzahl von Atomen oder Molekülen eines
Systems in einem bestimmten, energetisch höheren Zu-

stand, so kann der Prozeß der induzierten Emission gegenüber der induzierten Absorption bevorzugt werden, und es tritt eine phasenrichtige, lawinenartige Vervielfachung der in das System von außen einfallenden Lichtquanten ein. Läßt man die Wechselwirkung zwischen der induzierten Strahlung und dem angeregten System relativ lange dauern, z. B. dadurch, daß man das angeregte Medium zwischen planparallele Spiegel einschließt, so wird die auftretende induzierte Strahlung mehrfach zwischen den Spiegeln hin- und herreflektiert, und es tritt eine Resonanzverstärkung des Lichtes ein. Die ausgesandte Strahlung ist dabei intensiv monochromatisch, kohärent und außerdem scharf gebündelt, da nur die in Richtung der Spiegelnormalen laufenden Lichtwellen lange Zeit im System bleiben, während die anderen unter einem Winkel zur Spiegelnormalen laufenden Lichtwellen das System schnell verlassen.

Nach dem verwendeten aktiven Medium, dem Lasermedium, unterscheidet man Festkörperlaser, Flüssigkeitslaser und Gaslaser. Bei einem optisch angeregten Festkörperlaser befindet sich ein zylindrischer Laserresonator im Inneren einer gewendelten Hochleistungslampe, deren Strahlung den Laserresonator anregt. Die Lampe wird zur Erzeugung der notwendigen hohen Leistung im Impuls betrieben (Impulslaser), und zwar wird die elektrische Energie einem Hochspannungskondensator ent-

nommen. Die Zündung der Lampe erfolgt mit einem Zündgerät. Die im Resonator entstehende induzierte Strahlung wird zwischen Spiegeln reflektiert und verstärkt, wobei ein Teil der Laserstrahlung das System durch einen halbdurchlässigen Spiegel verlassen kann. Oft werden die Spiegel durch Verspiegelungen der Laserresonatorenendflächen ersetzt. Als Festkörperlaser werden häufig Rubin aus Rubinkristall und Neodymstäbe benutzt. Die üblichen Rubinlaser emittieren rotes Licht bei der Wellenlänge 694,3 nm, die Neodymglasslaser infrarotes Licht bei 1064 nm. Eine besondere Form sind die Farbstofflaser, deren Lichtemission über größere Wellenlängenbereiche kontinuierlich abgestimmt werden können.

Flüssigkeitslaser bestehen aus zweckmäßig geformten Küvetten, die als aktive Substanz Chelate in Lösungen bei tiefen Temperaturen enthalten. Besonders geeignet ist Europiumchelate. Flüssigkeitslaser werden ähnlich wie die Festkörperlaser optisch angeregt.

Für Gaslaser eignet sich eine ganze Reihe von Gasen, Gasgemischen oder Dämpfen. Die Wellenlängen liegen zwischen 300 nm und 10 000 nm. Die gebräuchlichsten Lasergase sind Neon, Helium, Argon, Stickstoff, Wasserdampf und Kohlendioxyd. Diese Laser sind im Gegensatz zu den Impulslasern für den Dauerstrichbetrieb (CW-Laser) geeignet. Mit ihnen können Dauerleistungen bis zu einigen 100 Watt erzeugt werden (Literatur: DÖRING, RÖSS, PATZKE, SCHWARZ, WEBER).

Der Lasereffekt wird vielseitig verwendet, wobei die hohe Strahlungsintensität, die Monochromasie und die Lichtbündelung ausgenutzt werden. Mit Mikroobjektiven kann Laserstrahlung wegen ihrer Kohärenz auf kleine Flächen mit 1 bis 100 nm konzentriert werden; dabei werden außerordentlich hohe Bestrahlungsstärken von 10^{10} W/cm^2 und mehr erzeugt, die zur Verdampfung selbst sehr schwer schmelzender Materialien führen. Andererseits können Laserstrahlen, die an sich schon eine geringe Strahldivergenz von weniger als 1° besitzen, mit einfachen Abbildungssystemen fast streng parallel gerichtet werden. Im kosmischen Raum, in dem nur geringe Lichtabsorptionen zu erwarten ist, können parallele Laserstrahlen weite Entfernungen überbrücken. Parallele Laserbündel werden zur Entfernungsmessung (Laserradar) verwendet. Die hohe Trägerfrequenz der sichtbaren Laserstrahlen und deren geringe spektrale Bandbreite in Zusammenhang mit der Parallelität der Strahlen ermöglichen die Ausnutzung des Lasereffektes für die Nachrichtenübermittlung.

In der Medizin hat die Lasertechnik ein Anwendungsgebiet im Bereich der Augenheilkunde gefunden. Dort kann die Netzhaut bei der Netzhautablösung durch Laserimpulse wieder am Augenhintergrund punktförmig angeschweißt werden. Außerdem wird versucht mit Hilfe des Lasers den "Grünen Star" zu bekämpfen, indem kleinste Löcher ins Gewebe gebrannt werden, um so den Überdruck, der zur Erblindung führt, zu begegnen.

Der Verfasser verwendet für die Schweißarbeiten einen Impulslaser der Firma - International Laser Systems Incorporated-aus Orlando (Florida), der eine Energie von 10 Millionen Watt/Inch² pro Sekunde abgibt (siehe Abb.).

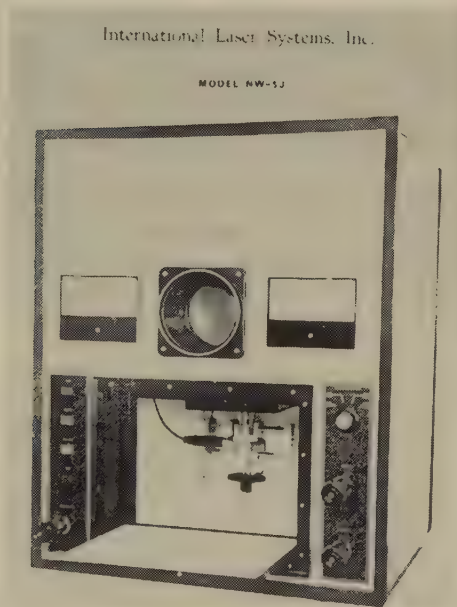


Abb.: Der zum Schweißen verwendete Impulslaser

II. Methodik:

Um die Paßgenauigkeit von Gußteilen zu vergleichen, die einmal nach der herkömmlichen Gußmethode und zum anderen durch Laserverschweißung miteinander verbunden werden, werden 15 Inlaypaare aus der Legierung Degulor C und 10 Inlaypaare aus der Legierung Degulor M, die auf einem Prüfmodell direkt hergestellt werden, miteinander verlötet. Dabei werden vor und nach dem Löten die Spalten der Inlays zum Modell vermessen. Entsprechend wird in der zweiten Versuchsreihe mit 25 Inlaypaaren verfahren, die mit dem Lasergerät verschweißt werden. Die ermittelten Werte der Spaltbreiten der 50 Inlaypaare werden miteinander verglichen und statistisch ausgewertet.

2.1 Vorversuche zum Laserschweißen

Um sich mit der Arbeitsweise des Lasers vertraut zu machen, verschweißte der Verfasser zunächst Stäbchen aus Permador (60 % Gold und 40 % Platinmetalle) miteinander. Die ungefähr 1,5 cm langen Stäbchen werden mit Hilfe von Klebewachs auf einem Arbeitsblock so fixiert, daß sie an einer Stelle Kontakt miteinander halten. Denn zur Laserstrahlverschweißung ist unbedingt ein direkter Metallkontakt der zu verschweißenden Körper erforderlich. Bei zunächst kleinem Schweißpunktdurchmesser von 0,36 mm wurde durch mehrere Versuche die Laserenergie bestimmt, die eine feste Verbindung der Stäbchen ermöglichte, bei der aber

das Metall nicht spritzt oder verbrennt oder die Schweißstelle porös wird. Die Energie betrug für die Permadorstäbchen 2,5 Joules.

Die geeignete Impulsdauer für die Verschweißung wurde ebenfalls durch mehrere Vorversuche ermittelt. Als günstig für eine gute Verbindung erwiesen sich 4 Millisecunden, bei zu kurzer Impulsdauer traten nach dem Schweißen Hitzespaltungen oder Sprungbildungen im Bereich der Schweißpunkte auf. Diese Verbindungen waren dann leicht mit der Hand zu brechen.

Bei weiteren Vorversuchen wurde dann auch noch mit größeren Schweißpunktdurchmessern geschweißt, die sich für die kleinen Permadorstäbchen allerdings nicht eigneten.

2.2 Hauptversuche

2.2.1 Modell

Als Prüfmodell dienten zwei in Form und Größe stilisierte Molaren, die im Institut für Angewandte Physik der Philipps-Universität Marburg aus V2a-Stahl angefertigt worden waren (Abb. 1 - 4).

Die Prüfkörper sind mit ihrem unteren Teil in eine Aluminiumplatte eingelassen. Beide Stahlmodelle wurden so gefräst, wie es etwa der Präparation für MOD-Inlays entspricht (Abb. 4). Während der eine Prüfkörper auf beiden Seiten Ausnehmungen ähnlich einer Black-Präparation aufweist

(Abb. 2 und 4), sind beim anderen die Seiten abgeschrägt wie bei einer Scheibenschliffpräparation (Abb. 3 und 4). Die Modelle weisen keine untersichgehenden Stellen auf.



Abb. 1: Seitenansicht der Stahlmodelle (2,5 x vergrößert)

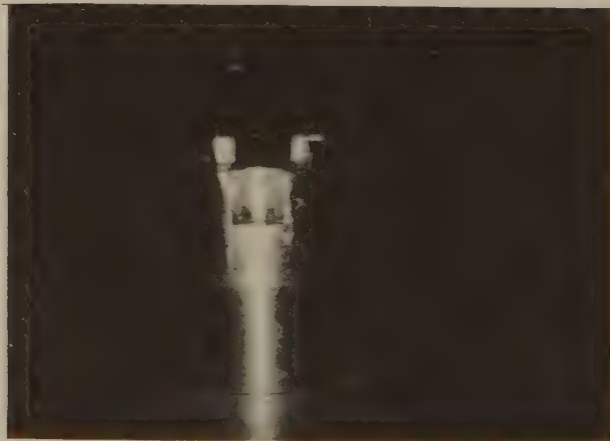


Abb. 2: Blackpräparation des einen Prüfkörpers (4 x vergröß.)

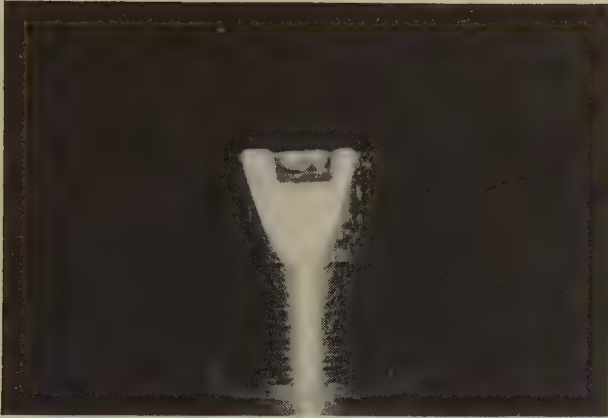


Abb. 3: Scheibenschliffpräparation des anderen Prüfkörpers (4 x vergrößert)

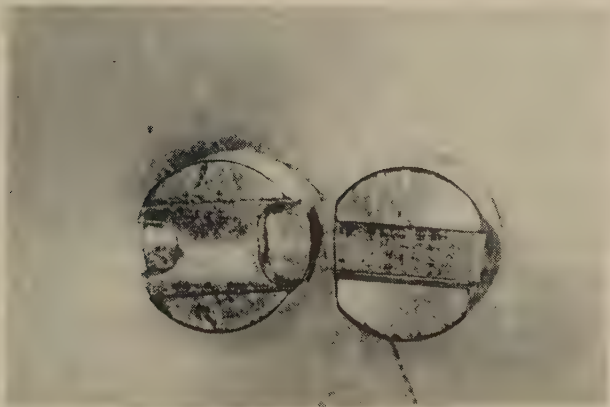


Abb. 4: Aufsicht auf die Stahlmodelle (4 x vergrößert)

2.2.2 Herstellen der Inlays

Die Wachsmodelle wurden direkt auf den Stahlstümpfen modelliert. In die hauchdünn mit Kerr-Mikrofilm isolierten MOD-Kavitäten des Stahlmodells wurde Ruscher Inlay Wachs, das vorher im Wasserbad bei 52° C erweicht worden war, eingedrückt und bis zum Festwerden unter Druck gehalten. (T a k a o F a s a j a m a maß bei dieser Preßtechnik die geringsten Veränderungen). Dann wurde die Oberfläche der MOD-Gußfüllung schabend modelliert. Beim Betrachten unter einem Meßmikroskop waren keine Spalten zwischen Wachsobjekt und Stahlmodell zu erkennen. Zwei Gußkanäle von je 2,5 mm Stärke wurden kreuzend an der mesialen und distalen Kante der Okklusalfäche angesetzt. Versuche bei Degussa haben ergeben, daß dies die geeignetste Form der Anbringung der Gußkanäle bei MOD-Inlays ist. Die Spaltbreiten zwischen Inlay und einem Modell betragen dabei nur 0,04 bis 0,06 mm (WETTERSTRÖM). Das Wachsmodell konnte auf Grund der parallelen und konischen Präparationsform ohne Schwierigkeiten vom Stahlmodell abgenommen werden. Ein Verziehen der Wachsförmung war hierdurch ausgeschaltet. Die Innenfläche der Inlays wurde kontrolliert, ob sie ein genaues Abbild der Präparation zeigten.

Das Wachsmodell wird mit Seifenspiritus entfettet, und je 3 Inlays werden zusammen in eine Muffel mit Duroterm eingebettet. Die Einbettung erfolgt nach dem Schicht-

kernverfahren. Die Einbettmasse wird im Verhältnis 10 g Pulver auf 3,5 ccm Wasser angerührt. Zur Einbettung wurden rostfreie Stahlzylinder, die mit Asbeststreifen ausgekleidet waren, verwendet.

Nach dem Abbinden der Einbettmasse wurde das Wachs bei ca. 200°C ausgetrieben und die trockene Form 30 Minuten lang bei 700°C im Elektroofen vorgewärmt. Alle Objekte goß der Verfasser aus Degulor M oder Degulor C mit einer elektrisch beheizten D e g u s s a - Tiegelschleuder. Die Gußform wurde an der Luft abgekühlt, um einer Verzerrung der Gußstücke durch Abkühlspannungen vorzubeugen. Nach dem Ausbetten untersuchte der Verfasser die Gußfüllungen mit einer Lupe auf Rauigkeiten. Alle Gußstücke hatten eine sehr glatte Oberfläche; nur selten mußten kleine Gußperlen mit einem scharfen Instrument abgestochen werden. Jede weitere Bearbeitung der Inlayinnen-seite unterblieb. Die von ihren Gußkanälen getrennten und in 10 %iger Schwefelsäure abgebeizten Objekte wurden dann auf das Stahlmodell gesetzt. Am Boden der Black-Präparation und zwischen Scheibe und Modell waren mehr oder weniger breite Spalten zu erkennen. Diese Spalten je eines Black- und eines Scheibenschnittinlays der selben Legierung wurden mit einem Meßmikroskop ausgemessen.

2.2.3 Löten

Zum Löten wurden dann die mit Klebewachs und einem Draht in Bohrerstärke fixierten Inlays vorsichtig vom Modell abgehoben und zum Löten in Löt sand eingebettet. Dabei wurde streng darauf geachtet, daß zwischen beiden Inlays ein Spalt von 0,1 - 0,2 mm herrschte um ein Verbiegen (Aufwerfen) des Metalls, das durch den Druck der Metall-expansion hervorgerufen wird, zu vermeiden, da diese größer ist, als die Expansion der Lötmasse beim Erhitzen (S c h a t z, S k i n n e r).

Die eingebetteten Inlays wurden auf 700° C im elektrischen Ofen vorgewärmt und mit Degussa-Lot gelötet.

Als Flußmittel wurde Uniflux^(R) verwendet.

Die zusammengelöteten und in 10 %iger Schwefelsäure abgebeizten Inlays wurden auf das Stahlmodell aufgesetzt (Abb. 5 und 6) und Ungenauigkeiten in der Paßform festgestellt, indem die Distanzen zwischen den Inlays und den Stahlmodellen mit einem Mikrometer - Mikroskop vermessen wurden.

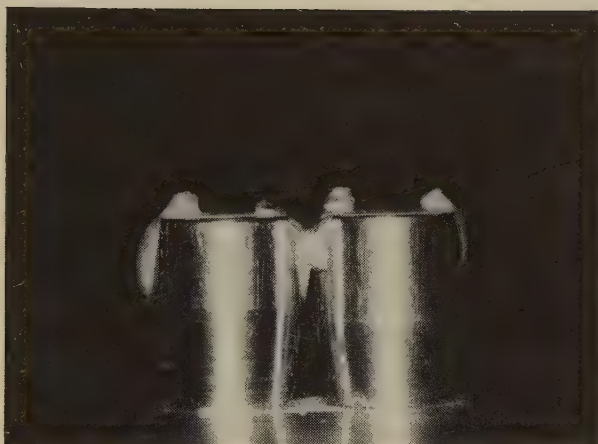


Abb. 5: Seitenansicht der zusammengelöteten MOD-Inlays,
die auf das Stahlmodell gesetzt wurden
(3 x vergrößert)

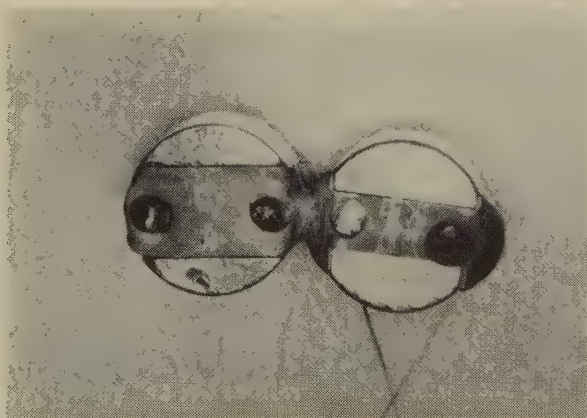


Abb. 6: Aufsicht auf die zusammengelöteten MOD-Inlays,
die auf das Stahlmodell gesetzt wurden
(2,5 x vergrößert)

2.2.4 Laserschweißen

Zum Zusammenschweißen wurden Inlaypaare ausgesucht, die auf dem Modell aufgesetzt, sich möglichst miteinander im Interdentalraum berührten, und die dieselbe Legierung aufwiesen. Die Spalträume dieser Inlays zum Modell wurden vor dem Schweißen vermessen und dann unter dem Impulslaser so in Stellung gebracht, daß die Mitte des zu schweißenden Interdentalraumes sich mit dem Fadenkreuz auf dem Leuchtschirm des Gerätes deckte. Das Zusammenschweißen der Inlaypaare wurde dann mit einem Strahldurchmesser von 0,5 mm und einer Intensität von 3,5 Joule durchgeführt.

Die Impulsdauer des Lasers wurde dabei auf 4 sec./₁₀₀₀ begrenzt. Diese Werte waren bei Vorversuchen als günstig ermittelt worden, um eine genügend tiefe und auch feste Schweißverbindung herzustellen. Die Verschweißung wurde auf Risse und Sprödigkeiten untersucht. Die Inlays wurden auf dem Modell belassen und ihre Spaltbreiten zum Stahlmodell erneut mit dem Meßmikroskop vermessen (Abb. 7 und 8).

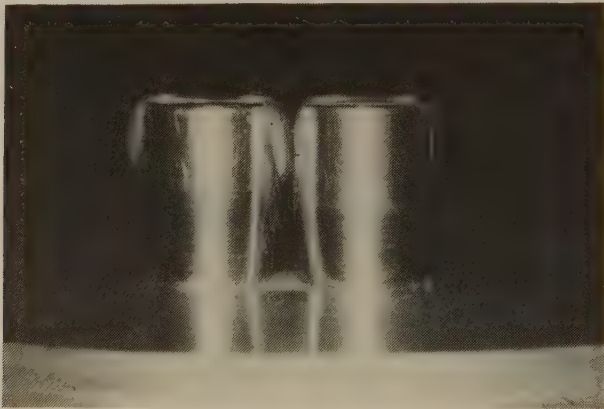


Abb. 7: Seitenansicht der zusammengeschweißten MOD-Inlays auf dem Stahlmodell (2,5 x vergrößert).

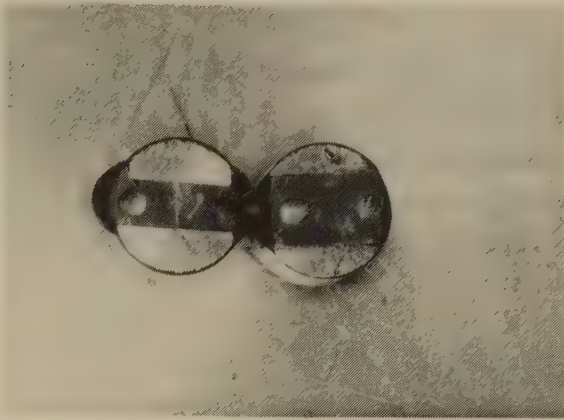


Abb. 8: Aufsicht auf die zusammengeschweißten MOD-Inlays auf dem Stahlmodell (2 x vergrößert)

2.2.5 Messen der Spaltbreiten

Zum Ausmessen der Spaltbreiten wurde ein Meßmikroskop benutzt (Abb. 9). Es handelt sich dabei um ein Gerät der Firma L e i t z Wetzlar, Seriennummer 624106 mit dem man Messungen auf $\frac{1}{1000}$ mm genau ausführen kann. Dabei wird unter einem Okular mit Fadenkreuz ein Mikroskopisch mittels zwei Rändelschrauben auf Schienen bewegt. Die Meßwerte können dabei auf einem Nonius an den Rändern

des Meßtisches abgelesen werden. Der Meßtisch des Mikroskopes ermöglicht ein planparalleles Ausrichten der Modelle.

Gemessen wurde bei den unverschweißten Inlays der Abstand a (siehe Abb. 10) zwischen der cervikalen Stufe des distalen Black und der dazugehörigen Präparationsstufe. Damit die Messung immer an der gleichen Stelle erfolgte, wurde auf dem Stahlmodell in der Mitte der Schulter mit einem spitzen Instrument ein Meßpunkt markiert, über dem der Abstand a gemessen wurde.

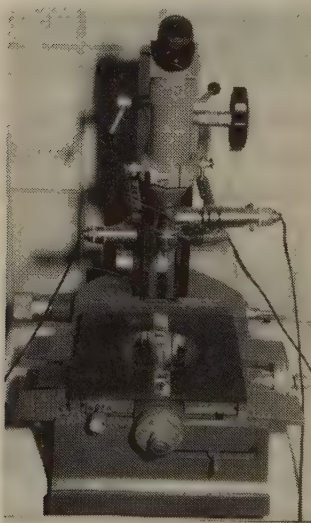
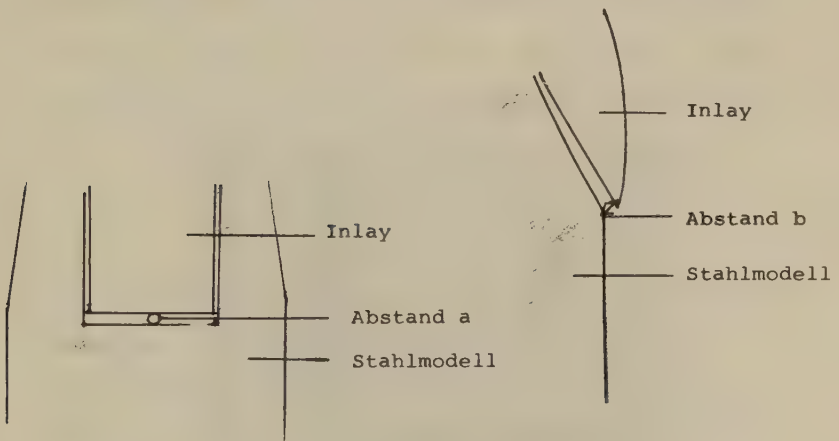


Abb. 9: Meßmikroskop

Dann wurde das Modell um 90° gedreht und der Abstand b (s. Abb. 10) zwischen dem cervikalsten Punkt der distalen Scheibe und der Scheibenschnittfläche des Modells gemessen.

Nach dem Zusammenlöten der Inlays wurden die entsprechenden Abstände a_1 und b_1 erneut vermessen, nach dem Schweißen die Abstände a_s und b_s . Alle Messungen wurden zweimal durchgeführt, um Ablesefehler und Einstellfehler zu berücksichtigen.



Blackpräparation

Scheibenschnittpräparation

Abb. 10: Darstellung der Meßabstände a und b zwischen Inlay und Modell

III. Ergebnisse

3.1 Vorversuche

Beim Schweißen der Permadorstäbchen (Platin-Goldlegierung 40 : 60) bemerkte der Verfasser, daß diese während des Schweißens oder unmittelbar danach ihre Lage zueinander etwas veränderten, obwohl sie mit Klebewachs fest fixiert worden waren. Um dieses Phänomen genauer zu untersuchen, fixierte er Permadorstäbchen genau im rechten Winkel zueinander. Nach dem Schweißen ergab eine Überprüfung, daß sich der Winkel zwischen den Stäbchen verkleinert hatte (Abb. 11). Weitere Stäbchen, die in einer Ebene geschweißt wurden, verzogen sich so, daß der Winkel auf der Seite des Schweißpunktes kleiner als 180° wurde (Abb. 12).

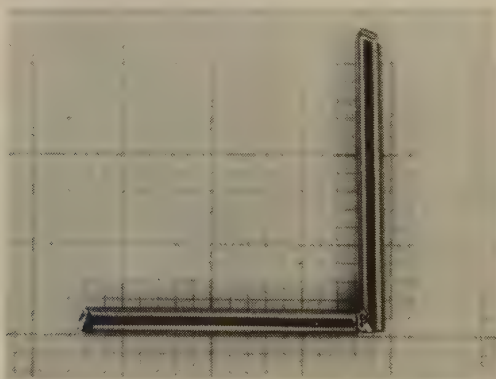


Abb. 11: Permadorstäbchen nach dem Verschweißen, die vorher rechtwinklig zueinander standen.

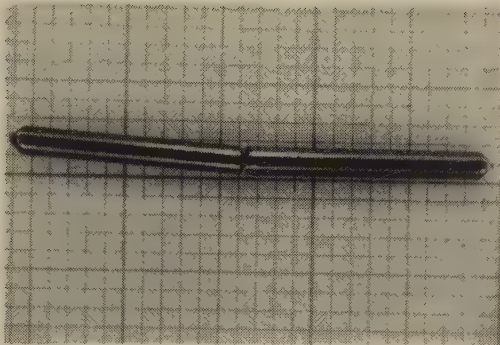


Abb. 12: Abweichung der Permadorstäbchen nach dem Schweißen von einer Geraden.

3.2 Tabellen

Die vermessenen Abstände a und b der Inlays zu dem Modell sind in den nachfolgenden Tabellen 1 bis 4 zusammengestellt. Tabelle 1 und 2 geben die Werte für die Inlays der Legierung Degular C, Tabelle 3 und 4 die Werte für die Inlays der Legierung Degular M wieder. In den Tabellen sind außerdem die Mittelwerte der Einzelmessungen, sowie die Standardabweichung s und der mittlere quadratische Fehler für die Mittelwerte $\bar{m}$ enthalten.

Tabelle 1

Zusammenstellung der Werte für die gelöteten Inlays der Legierung Degulor C.

a, a₁, b, b₁ siehe Abb. S. 22

Inlaypaar	a	a ₁	a ₁ -a	b	b ₁	b ₁ -b
1	0	28	28	47	78	31
2	71	98	17	126	251	125
3	125	147	22	109	127	18
4	63	126	63	103	161	58
5	126	144	18	75	251	176
6	155	183	28	73	109	36
7	0	0	0	56	63	7
8	46	78	32	50	105	55
9	64	80	16	100	115	15
10	36	62	26	83	165	82
11	15	34	19	16	62	46
12	6	80	74	158	202	44
13	50	72	22	74	86	12
14	28	73	45	73	140	67
15	0	0	0	62	64	2
Mittelwert	52,3	80,3	27,3	80,3	131,9	51,6
s			± 19,5			± 37,7
$\bar{m}$			± 5,0			± 9,7

Die Werte sind jeweils in $\frac{\text{mm}}{1000}$ angegeben.

Tabelle 2

Zusammenstellung der Werte für die geschweißten Inlays der Legierung Degulor C.

Inlaypaar	a	a _s	a _s -a	b	b _s	b _s -b
1	14	316	312	93	153	60
2	70	151	81	62	147	85
3	97	380	283	146	251	105
4	35	171	136	27	287	260
5	38	370	332	37	117	80
6	72	204	132	35	194	159
7	89	194	105	50	161	111
8	15	192	177	48	251	203
9	71	193	122	33	220	187
10	49	141	92	26	109	83
11	57	100	43	62	218	156
12	75	155	80	51	105	54
13	75	195	120	147	265	118
14	62	190	128	32	162	130
15	94	111	17	167	202	35
Mittelwert	59,9	204,2	144	67,7	189,4	121,7
s			$\pm 90,9$			$\pm 59,7$
$\bar{m}$			$\pm 23,4$			$\pm 15,3$

Die Werte sind jeweils in $\frac{\text{mm}}{1000}$ angegeben.

Tabelle 3

Zusammenstellung der Werte für die gelöteten Inlays
der Legierung Degulor M.

Inlaypaar	a	a ₁	a ₁ -a	b	b ₁	b ₁ -b
1	0	16	16	72	158	86
2	158	202	44	75	109	34
3	0	109	109	43	74	31
4	74	112	38	59	106	47
5	99	106	7	62	138	76
6	93	138	45	46	74	28
7	46	73	27	89	122	33
8	97	115	18	97	133	36
9	64	80	16	48	112	64
10	37	126	89	106	147	41
Mittelwert	66,8	107,7	40,9	69,7	117,3	47,6
s			+20,9			+19,4
m			+ 6,61			+ 6,13

Die Werte sind jeweils in $\frac{\text{mm}}{1000}$ angegeben.

Tabelle 4

Zusammenstellung der Werte für die geschweißten Inlays
der Legierung Degulor M

Inlaypaar	a	a _s	a _s -a	b	b _s	b _s -b
1	9	19	10	32	62	30
2	27	246	149	67	266	179
3	8	32	24	41	129	88
4	31	205	174	86	156	70
5	63	147	84	14	130	116
6	57	163	106	138	275	137
7	72	208	136	114	215	101
8	34	140	106	86	220	134
9	120	259	139	51	173	122
10	58	116	58	25	149	124
Mittelwert	54,9	153,5	98,4	65,4	175,5	109,9
s			+51,9			+36,6
$\bar{m}$			+16,4			+11,4

Die Werte sind jeweils in $\frac{\text{mm}}{1000}$ angegeben.

3.3 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der einzelnen Meßwerte wurden die Mittelwerte M und die Standardabweichung s der Einzelmessungen berechnet.

Die Standardabweichung s errechnet sich nach folgender mathematischer Formel:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (E_i - M)^2}$$

wobei n = Anzahl der Einzelmessungen

i = Index für die Reihenfolge der Einzelmessungen

($i = 1, 2, \dots, 10$)

E = Wert der Einzelmessung bedeuten.

Um auch den mittleren quadratischen Fehler der Mittelwerte $\bar{m}$ zu erhalten, wurde folgende mathematische Formel benutzt:

$$\bar{m} = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

Aus Tabelle 1 bis 4 geht hervor, daß die mittlere Spaltbreite der gegossenen Inlays zum Modell auf der Seite der Black-Präparation für die Degulor C Inlays

0,052 und 0,059 mm beträgt, und für die Degulor M Inlays 0,056 und 0,054 mm. Das bedeutet einen Mittelwert von 0,058 mm. Dieser Wert stimmt mit Ergebnissen von WETTERSTRÖM, der 0,04 bis 0,06 mm Spaltbreite bei Inlays unter ähnlichen Bedingungen maß, gut überein.

Für die wissenschaftliche Diskussion hat man sich darauf geeinigt, daß eine Krone oder Gußfüllung dann als exakt bezeichnet wird, wenn sie den Zahn makroskopisch fugenlos anliegt, d. h. mit dem unbewaffneten Auge kein Spalt erkennbar und mit der Sonde kein Spalt tastbar ist (EICHNER).

Der vertretbare Spalt beträgt nach DREYER-JÖRGENSEN für eine gegossene Füllung oder Krone im Durchschnitt 50μ . Der Spalt a für Degulor C Inlays vergrößert sich von $52,3 \text{ mm}/1000$ auf $80,3 \text{ mm}/1000$ im Durchschnitt nach dem Löten. Das bedeutet eine Zunahme von $28 \text{ mm}/1000$ oder 52% (siehe Tab. 1), wobei die Standardabweichung $\pm 19,5 \text{ mm}/1000$ beträgt und der mittlere quadratische Fehler für die Mittelwerte höchstens $\pm 5 \text{ mm}/1000$. Es darf damit angenommen werden, daß die Mittelwerte aussagekräftig sind.

Nach dem Schweißen wird dann eine Spaltbreite von $204 \text{ mm}/1000$ gemessen. Dies bedeutet einen Zuwachs von $144 \text{ mm}/1000$ oder $240,4 \%$ gegenüber dem Ausgangswert von $59,9 \text{ mm}/1000$. Dieser Wert zeigt eine Standardabweichung von $\pm 90,9 \text{ mm}/1000$ und einen mittleren quadratischen Fehler von $\pm 23,4 \text{ mm}/1000$. Dabei wurde als geringste Spaltbreite $100 \text{ mm}/1000$ und als größte $380 \text{ mm}/1000$ gemessen.

Der Spalt b am Scheibenschliff vergrößert sich nach dem Löten bei den gleichen Inlays um einen mittleren Wert von $51,6 \text{ mm}/1000$ ($s = \pm 37,7 \text{ mm}/1000$, $\bar{m} = 9,7 \text{ mm}/1000$)

oder 64 %; beim Schweißen jedoch um 121,7 mm/1000 ($s = \pm 59,7$ mm/1000, $\bar{m} = 15,3$ mm/1000) oder 180 % (siehe Tab. 1 und 2).

Bei den Inlays aus Degulor M maß der Verfasser eine Zunahme des Spaltes nach dem Lötten am Black um 40,9 mm/1000 ($s = \pm 20,9$ mm/1000, $\bar{m} = \pm 6,6$ mm/1000) oder 61 % (siehe Tab. 3).

Nach dem Schweißen wuchs der Spalt sogar um 98,4 mm/1000 ($s = \pm 51,9$ mm/1000, $\bar{m} = \pm 16$ mm/1000), das entspricht einem Zuwachs von 179 % (Tab. 4). An der Sliceseite wurde ebenfalls eine beachtliche Zunahme des Spaltes um 168 % ($s = \pm 36,6$ mm/1000, $\bar{m} = \pm 11,4$ mm/1000) nach dem Schweißen gemessen, gegenüber einer nur geringen Spaltvergrößerung von 68 % beim Lötten ($s = \pm 19,4$ mm/1000, $\bar{m} = 6,13$ mm/1000), (Tab. 3 und 4).

Im Durchschnitt vergrößert sich der Spalt a nach dem Lötten um 56,5 %, nach dem Schweißen aber um 218 %.

Ähnlich vergrößert sich der Abstand b aller Inlays beim Schweißen auch sehr stark, nämlich um 174 %, während er beim Lötten nur um 66 % zunimmt.

Aus den Tabellen 1 - 4 ist ebenfalls ersichtlich, daß die verwendeten Legierungen Degulor C und Degulor M hinsichtlich der Paßgenauigkeit beim Verlöten und Verschweißen von Inlays die gleichen Ergebnisse liefern.

IV. Diskussion:

4.1 Zum Versuchsaufbau und zur Versuchsdurchführung

Beim Versuchsaufbau wurde darauf geachtet, daß Einflüsse außer Löten und Schweißen, die sich auf die Meßergebnisse auswirken können, möglichst ausgeschaltet wurden. So wirkt sich die Herstellung der Inlays und die damit verbundenen Ungenauigkeiten nicht auf die Versuchsbedingungen aus, da ja die Inlays vor dem Löten bzw. vor dem Schweißen vermessen wurden. Da sich Lageveränderungen der Inlays in einer Zunahme der Spaltbreiten ausdrücken, wurden auch nicht die absoluten Spaltwerte statistisch ausgewertet, sondern nur die relativen Spaltveränderungen.

Der Versuchsablauf hat auf das Schweißen keinen weiteren Einfluß; denn die Inlays wurden direkt auf dem Modell miteinander verbunden. Anders dagegen beim Lötvorgang, hier können durch einige Maßnahmen große Ungenauigkeiten entstehen. Mit großer Sorgfalt wurde deshalb die Übertragung der mit Klebewachs zusammengehefteten Inlays in die Einbettmasse vorgenommen. Als Einbettmasse wurde eine Löteinbettmasse gewählt, die ungefähr die gleiche Wärmeausdehnung wie das verwendete Metall hat. Schließlich wurde auch darauf geachtet, daß der Lötblock im elektrischen Muffelofen gleichmäßig auf 700° C erhitzt wurde. Am stärksten beeinflußt jedoch sicherlich das Herunternehmen und erneute Aufsetzen

der Inlays auf das Modell nach dem Löten die Meßergebnisse. So kann die Spaltbreite durch sehr starken Druck auf die Inlays vermindert werden. Allerdings klemmt dann das Inlay, so daß es nur mit Mühe und unter Hebeln vom Modell herunterzubekommen ist. Aus diesem Grund paßte der Verfasser die Inlays vor dem Messen ein paar Mal auf das Modell auf. Hierbei wurde nur so viel Druck angewendet, daß sie mit der Hand auch leicht wieder abzuheben waren. Eine geringe Streuung der Meßergebnisse zeigt jedoch an, daß hier sauber gearbeitet wurde.

Um vorzubeugen, daß sich die Inlays beim Aufsetzen verformen, wurden die Versuche mit dem harten Degulor C (Brinellhärte: 119 kg/mm^2) und mit dem extra-harten Degulor M (Brinellhärte: 145 kg/mm^2) durchgeführt. Hinzu kommt, daß diese Metalle auch in der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten Marburg / Lahn als Inlay- und Kronenmaterial verwendet werden, sodaß meine Untersuchungen auch für die Praxis Aussagewert haben.

Ungenauigkeiten durch Meßfehler sind auch nicht auszuschließen, jedoch bewegen sich die Fehler die durch Parallaxen auftreten im Bereich von $\pm 0,002 \text{ mm}$ und können somit vernachlässigt werden.

Die Ergebnisse der Spaltmessungen sagen nichts darüber

aus, in welcher Richtung sich die Gußstücke verzogen haben, d. h. ob sie sich voneinander entfernt oder dichter zusammengerückt oder sich gegeneinander verdreht haben. Trotzdem meine ich, daß die Messungen hohen Aussagewert über die Paßgenauigkeit besitzen; denn jede Verschiebung oder Verdrehung der Inlays gegeneinander drückt sich dadurch aus, daß beide Inlays zusammen nicht mehr genau auf das Modell passen, d. h. in größeren Spaltbreiten zwischen Gußstücken und Modell. Es leuchtet ein, daß die Inlays um so weniger auf das Modell passen, ihre Spaltbreiten also um so größer werden, je mehr sie ihre Lage gegeneinander verändert haben.

Durch zusätzliche Messungen der Spaltbreiten im Interdentalraum wäre es möglich Drehbewegungen der Inlays in der Horizontalen zu erfassen, jedoch sind diese Messungen an meinem Modell technisch nicht durchführbar.

Auch interessiert sich der Zahnarzt in erster Linie für die Paßgenauigkeit, die beide Verbindungsmethoden liefern. Trotzdem sind weitere Untersuchungen notwendig, um durch genaue Kenntnis der Verschiebungs- und Verdrehungsvorgänge, vor allem beim Schweißen, die Paßgenauigkeit durch gezielte Maßnahmen zu erhöhen.

Inzwischen teilte die Firma International Laser Systems Incorporated in einem persönlichen Schreiben an ZTM Frau Maria E. GEHRKE Marburg Methoden einer veränderten Modellationstechnik mit, um die wahrscheinlich auftretende Verschlechterung der Paßgenauigkeit auszuschalten.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Meines Wissens sind GORDON und SMITH die ersten und bisher auch die einzigen, die experimentelle Untersuchungen zum Laserschweißen für die Zahnärztliche Technik gemacht und ihre Erfahrungen in mehreren Artikeln veröffentlicht haben (1970 und 1971).

So berichten sie 1970 von 104 Laser-geschweißten Brücken und 3 Laser-geschweißten partiellen Prothesen. Alle sind erfolgreich 6 - 20 Monate getragen worden. Die Festigkeit der Verbindung wird durch das Ausbleiben von Frakturen belegt. Metallurgische Untersuchungen ergaben, daß die mit Laser geschweißten Verbindungen die gleiche Festigkeit haben, wie das verwendete Metall. Hinsichtlich der Paßgenauigkeit stellen sie fest, daß die Brücken ohne Korrekturen mit Fingerdruck korrekt eingesetzt, aber auch durch Abklopfen wieder entfernt werden konnten. Hieraus folgern sie, daß das Laserschweißen auf dem Meistermodell viel weniger Verzerrungen herbeiführt, als das Übertragen der Inlays vom Hauptmodell und Löten. Diese Ansicht kann ich nach meinen Untersuchungen nicht bestätigen. Aus meinen Messungen geht einwandfrei hervor, daß die herkömmliche Lötmethode dem Laserschweißen hinsichtlich der Paßgenauigkeit überlegen ist. Die Legierung der Gußstücke scheint sich dabei auf den Löt- und Schweißvorgang nicht auszuwirken.

Nimmt man als Maß der Paßgenauigkeit die prozentuale Vergrößerung der Spalten zwischen Gußstück und Modell, so

ergibt sich nach meinen Versuchen eine Verschlechterung der Paßgenauigkeit beim Löten an der Blackpräparation um 56 %, beim Schweißen aber um 218 %. Und der Spalt am Scheibenschliff vergrößert sich durch das Löten um 66 %, durch das Schweißen aber um 174 %.

Der Spalt, der nach dem Guß 0,05 mm beträgt, vergrößert sich durch das Löten auf 0,08 mm und durch das Schweißen auf 0,15 mm.

Wie kommt es zu solchen Unterschieden ? Es soll versucht werden, an Hand der Vorgänge, beim Löten und Schweißen einige mögliche Faktoren zu erörtern.

Nach der Definition des International Institut of WELDING, die im DIN - Blatt 8505 übernommen wurde, ist das Löten ein Verfahren zum Vereinigen metallischer Werkstücke mit Hilfe eines geschmolzenen Zusatzmetall's, dessen Schmelztemperatur unterhalb derjenigen der Grundwerkstoffe liegt. Die Grundwerkstoffe werden benetzt, ohne geschmolzen zu werden. Sehen wir einmal vom fehlerhaften Übertragen der Metallteile ab, so sind für die Paßgenauigkeit der Lötverbindung verantwortlich: die Wahl der richtigen Löteinbettmasse, es dürfen beim Abbinden keine größeren Volumenschwankungen auftreten, damit die Stellung der zu lötenden Teile sich nicht verändert, und sie darf beim Erhitzen nur in dem Ausmaß expandieren wie das eingebettete Metall. Ist der zu ver-

lötende Spalt einigermaßen parallel und findet das Lot etwa überall gleiche Temperaturbedingungen vor, so kommt es nur zu geringen Verziehungen, wie meine Löt-ergebnisse beweisen. Welche Umstände sind nun dafür verantwortlich, daß sich die Gußteile beim Schweißen gegeneinander verschieben ?

Beim Schmelz-Schweißen werden die zu verbindenden Stücke teilweise geschmolzen, so daß sich ihre Schmelzen und damit auch die Teile miteinander verbinden.

Unsere Vorversuche zeigen deutlich, daß sich die Perma-
dorstäbchen zur Seite des Schweißpunktes hinbiegen
(Abb. 11 und 12). Dieses scheint auch für die Inlays
zuzutreffen. Um dies näher zu untersuchen, werden
Schnitte durch die Schweißpunkte sowohl bei Permador-
stäbchen als auch bei Inlays angefertigt (Abb. 13 u. 14).
Die Abbildungen wurden von der Fa. Degussa angefertigt.
Zur Darstellung der Strukturen wurden die Schnittflächen
mit Königswasser oder Kaliumcyanid und Wasserstoffperoxid
angeätzt.

2. Schmelze nach
2. Impuls —
1. Schmelze nach
1. Impuls —
Gußstück I —



Guß-
stück II

Abb. 13: Schnittfläche durch einen Laserstrahl-Schweiß-
punkt der Permadorstäbchen. Ätzung mit Königs-
wasser. Vergrößerung 80 : 1

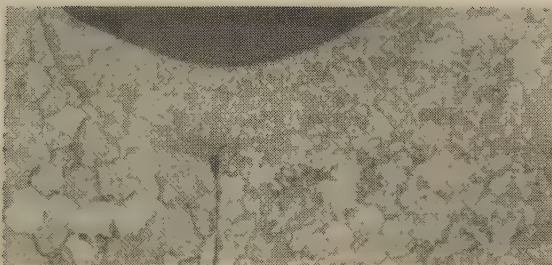


Abb. 14: Schnittfläche durch einen Schweißpunkt des Laserstrahles in Degulor C. Ätzung mit KCN + H_2O_2 . Vergrößerung 100 : 1

Diese Bilder zeigen, daß der Laserstrahl die Metalle in einem kegelförmigen Bereich angeschmolzen hat. An der Oberfläche ist die Schmelzzone breiter als in der Tiefe, da sie durch die Wärmeleitung des Metalles abnimmt. Geschmolzene Metalle kontrahieren bis zur Abkühlung. PRICE unterscheidet dabei 3 Phasen:

- 1) Thermische Kontraktion des flüssigen Metalls bis zum Erstarrungspunkt = flüssige Schwindung. Sie spielt bei unseren Versuchen keine Rolle.
- 2) Kontraktion des Metalls während seiner Erstarrung. (Volumenverkleinerung durch Ausbildung eines Kristallgefüges).

- 3) Thermische Kontraktion des erstarrten Metalls vom Erstarrungspunkt bis zur Raumtemperatur = feste Schwindung. (Abnahme um den Betrag des spezifischen Dehnungskoeffizienten).

Da die Schmelzzone an der Oberfläche breiter ist als in der Tiefe, so sind auch die zu erwartenden Schrumpfungen oben größer als in der Tiefe. Dadurch verdrehen sich die freien Enden der geschweißten Teile zu der Seite, aus der der Laserstrahl kommt.

Wenn es gelänge, diese Verzerrungen durch Abänderung der Methode einzuschränken oder gar aufzuheben, vielleicht durch die Zugabe eines niedrigschmelzenden Metalles, ähnlich wie beim Löten, so wäre das Schweißen mit dem Laser in der Zahnmedizin technisch eine vorzügliche Methode, um Gußteile in kürzester Zeit miteinander zu verbinden. Durch den stark gebündelten Schweißstrahl könnte dann sogar in unmittelbarer Nähe von Porzellan - oder Kunststoffverblendungen geschweißt werden.

V. Zusammenfassung:

In dieser Arbeit wurde die Veränderung der Paßgenauigkeit zweier gegossener Inlays, die miteinander zusammen-gelötet, bzw. mit einem Impulslaser verschweißt wurden, verglichen.

Es wurden jeweils 15 Inlaypaare aus dem harten Degulor C und 10 Inlaypaare aus dem extra-harten Degulor M miteinander verlötet und in einer zweiten Versuchsreihe miteinander verschweißt. Die Spaltbreiten dieser Inlays zu einem Prüfmodell wurden vor und nach dem Löten bzw. Schweißen vermessen. Die Meßwerte wurden tabellarisch festgehalten. Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte durch die Standardabweichung der einzelnen Meßwerte als auch des Mittelwertes, um eine Aussage über die Verwertbarkeit der Ergebnisse machen zu können.

Als Ergebnis wurde festgestellt, daß die Metalllegierungen selbst auf den Löt- und Schweißvorgang keinen signifikant meßbaren Einfluß haben. Gilt als Maß der Paßgenauigkeit die prozentuale Vergrößerung der Spalten zwischen Gußstück und Modell, so verschlechtert sich die durchschnittliche Spaltbreite von 0,05 mm, nach dem Löten um durchschnittlich 56 %, nach dem Schweißen aber um durchschnittlich 218 %. Diese viermal schlechtere Paßgenauigkeit der Laserverschweißung wird versucht an Hand von

Metallschnitten durch Schweißzonen zu erklären, wobei
meines Erachtens die Kontraktion des Metalls im Schmelz-
bereich des Lasers hierfür verantwortlich zu machen ist.

VI. Literaturverzeichnis:

- 1) DÖRING, H.: Theorie und Anwendung des Lasers
Köln und Opladen 1965
- 2) DREYER-JÖRGENSEN: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher
Gußverfahren
D.Z.Z. 13, 461-469 (1958)
- 3) EICHNER, K.: Untersuchungen über den Füllungs-
und Kronenrand
D.Z.Z. 28, 166-168 (1973)
- 4) EICHNER, K.: Kronen und Brücken-Zahnersatz und
das marginale Parodont
Zahnärztliche Praxis 14, 314-318
(18. Juli 1975)
- 5) GOLDMAN, L., HORNBY, P., MEYER, R., GOLDMAN, B.:
Impact of the Laser on Dental Caries
Nature 202, 417 (1964)
- 6) GOLDMAN, L., BLANEY, D.J., FREEMOND, A., HORNBY, P.:
Biomedical Aspects of Lasers
Jama 188, 302 (1964)
- 7) GOLDMAN, L., GRAY, J.A., GOLDMAN, J., GOLDMAN, B.,
MEYER, R.: Effect of Laser Beam Impacts on Teeth
J. Amer. Dent. Ass. 70, 601, (1965)

- 8) GORDON, Th. E.: Laser Fusion of Tooth Enamel
Florida State Dent. Soc. 31,6 (1966)
- 9) GORDON, Th. E.: Some Effects of Laser Impacts on
Extracted Teeth.
J. dent. Res. 45, 372 (1966)
- 10) GORDON, Th. E.: Single - surface cutting of normal
tooth with ruby laser
J. Am. dent. Ass. 74, 398 (1967)
- 11) GORDON, Th. E., SMITH, D.L.:
A Laser in Dental Lab.
Laser Focus 6, 37 (1970)
- 12) GORDON, Th. E., SMITH, D.L.:
Laser Welding of Ceramic fixed
Prostheses
Dental Dig. 78, 306 (1970)
- 13) GORDON, Th. E., SMITH, D.L.:
Laser Welding of Prostheses an
Initial Report
J. Prosth. Dent. 24, 472 (1970)
- 14) GORDON, Th. E., SMITH, D.L.:
Laserschweißen von Zahnprothesen
Dent. Labor 19, 27 (1971)

- 15) KINERSLY, T., JARABAK, J.M., PHATAK, N.M., DE MEUT, J.:
Laser effects on tissue and material
related to dentistry
J. Amer. Dent. Ass. 70, 593 (1965)
- 16) KINERSLY, T., JARABAK, J.M., PHATAK, N.M., DE MEUT, J.:
Laser induced microperforations
in teeth sections
J. dent. Res. 45, 199 (1966)
- 17) LENZ, P.:
Der Einsatz von Laserstrahlen in
der Zahnheilkunde
Zahnärztl. Mitt. 3, 112 (1974)
- 18) LOBENE, R.R., FINE, S.:
Interaction of Laser Radiation
with Oral Hard Tissues
J. Prosth. Dent. 16, 589 (1966)
- 19) PATZKE, H.G.:
Laser für Werkstoffbearbeitung
VDJ Zeitung 64, 18 (1964)
- 20) RÖSS, D.:
Laser
Akad. Verlagsgesellschaft, Frankf./M.
(1966)
- 21) PRICE, J.:
Der heutige Stand des Gußproblems
D.Z.Z. 1, 5 (1953)

- 22) SCHATZ, J.: Die metallurgischen Vorgänge zwischen Hartlot und Grundwerkstoffen und Folgerungen für die lötgerechte Konstruktion
Schweißen u. Schneiden, 9, 522 (1957)
- 23) SCHULTE, W.: Präparation der Zahnhartsubstanz mit dem Laser-Strahl ?
Zahnärztl. Mitt. 54, 892 (1964)
- 24) SCHULTE, W., KLAAS, H.D., FLACH, A., GEISBE, H.: Laser-Effekte an Zahnhartsubstanzen. Mikroskopische Untersuchungen
D.Z.Z. 20, 289 (1965)
- 25) SCHWARZ, H., DE MARIA, A.J.: Elektronen-, Ionen- und Laser-Strahlen zur Materialbearbeitung
Physikalische Blätter 19, 7 (1963)
- 26) SKINNER, E.W.: The Science of Dental Materials
Philadelphia and London 1954
- 27) STERN, R.H., SOGUNNAES, R.F.: Laser Beam Effect on Dental Hard Tissues
J. dent. Res. 43, 873 (1964)
- 28) STERN, R.H., RENGGER, H.L., HOWELL, F.V.: The effects of laser radiation on teeth, dental pulp and oral mucosa of experimental animals
Oral. Surg. 19, 786 (1965)

- 36) WETTERSTRÖM, E.T.: Typical Demonstration of
Proper Spruing
Thermotrol Technican Vol 13, 3
(1959)

Meine akademischen Lehrer waren die Professoren und
Dozenten:

Dimroth, Haan, Hennis, Hering, Heuser, Hupe, Janke,
Karlson, Havemann, Korb, Kreutz, Mahr, Mann, Niemeyer,
Pantke, Petry, Pfütz, Riecken, Rodeck, Rohen, Rosemann,
Salfeld, Siegert, Schmid, Schmidt, Schiff, Schneider,
Schnell, Seidel, v. Stosch, Vogt, Walcher, Zilliken

Lebenslauf:

Am 11. April 1941 wurde ich als Sohn des Kaufmanns Erich Eske und seiner Ehefrau Erna, geb. Geilus in Königsberg/Pr. geboren. Vom Frühjahr 1947 besuchte ich fünf Jahre die ev. Volksschule in Damme in Oldenburg. Von Ostern 1952 besuchte ich drei Jahre die Dammer Mittelschule für Jungen. Ab Frühjahr 1955 besuchte ich ein Jahr das Ratsgymnasium in Osnabrück. Nach sechsjährigem Besuch des städt. Gymnasiums in Wetter/Ruhr, legte ich dort am 9. März 1962 die Reifeprüfung ab.

Von April 1962 bis April 1964 leistete ich meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr ab. Von Mai 1964 bis April 1966 studierte ich an der Universität Köln und Marburg Physik und Mathematik.

Ab Mai 1966 studierte ich an der Universität Marburg Zahnmedizin. Hier bestand ich nach dem Sommersemester 1966 die naturwissenschaftliche und nach dem Sommersemester 1968 die zahnärztliche Vorprüfung.

Am 15. Juni 1971 bestand ich das zahnärztliche Staatsexamen und am 2. Juli 1971 erhielt ich die Approbation als Zahnarzt.

Vom 15. Juli 1971 bis zum 30. September 1973 war ich als wissenschaftlicher Assistent in der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Marburg / Lahn tätig.

Vom 1. Oktober 1973 an war ich ein viertel Jahr als Assistent in der Praxis Dr. Kelp in Marburg beschäftigt. Diese Praxis übernahm ich im Januar 1974.

Marburg im Dezember 1975

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

" Vergleichende Untersuchungen über die Veränderung der Paßgenauigkeit zahnärztlicher Gußarbeiten, die nach herkömmlicher Lötmethode bzw. mit dem Laserstrahl verbunden wurden "

in der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Marburg / Lahn

unter Leitung von Herrn Prof. Dr. G. JANKE

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, im Dezember 1975

